

Rec'd PCT/PTO 22 MAR 2005

528759

PCT/JP 03/11678

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

12.09.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

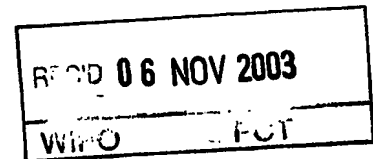
This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2 0 0 2 年 1 0 月 2 4 日

出 願 番 号
Application Number: 特 願 2 0 0 2 - 3 0 9 9 5 4

[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 2 - 3 0 9 9 5 4]

出 願 人
Applicant(s): 株式会社日立メディコ

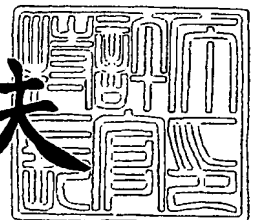


**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 3 年 1 0 月 2 4 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫



BEST AVAILABLE COPY

出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 8 5 0 2 6

【書類名】 特許願
【整理番号】 H02029
【提出日】 平成14年10月24日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 A61B 5/055

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 津田 宗孝

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 竹内 博幸

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式会社 日立メディコ内

【氏名】 坂本 勲

【特許出願人】

【識別番号】 000153498

【氏名又は名称】 株式会社 日立メディコ

【代理人】

【識別番号】 100099852

【弁理士】

【氏名又は名称】 多田 公子

【選任した代理人】

【識別番号】 100099760

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮川 佳三

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 035725

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置及び超電導磁石装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルの減磁を制御する又は液体ヘリウム量を測定する素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記素子と電氣的に接続された制御回路又はモニター回路とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御回路又はモニター回路が前記超電導コイル回路に対し閉ループ回路を形成するのを遮断する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 2】 前記遮断手段は、前記素子と制御回路又はモニター回路との間に接続された濾波回路ユニットであることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 3】 前記濾波回路ユニットは、外郭ケースとこの外郭ケースに収納されたフィルター素子とを含み、前記外郭ケースに接続された導体が前記制御回路又はモニター回路と閉ループ回路を形成することを特徴とする請求項 2 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 4】 前記遮断手段は、前記素子と制御回路又はモニター回路との間に接続されたスイッチ回路であることを特徴とする請求項 1 記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 5】 超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルの減磁を制御する又は液体ヘリウム量を測定する素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記素子と電氣的に接続された制御回路又はモニター回路と、前記超電導磁石が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に印加する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記制御回路又はモニター回路が前記超電導コイル回路に対し閉ループ回路を

形成するのを遮断する手段を備えたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 6】 前記遮断手段は、少なくとも、前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び高周波磁場の周波数帯域の信号をカットする濾波回路であることを特徴とする請求項 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 7】 前記超電導磁石の超電導コイルは、被検体が置かれる測定空間を挟んで一対が配置されていることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 8】 前記傾斜磁場発生手段と高周波磁場発生手段は、前記被検体が置かれる測定空間を挟んで各々平板状コイルを配置したものであることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項 9】 超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態を維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記超電導コイル回路を外部に対し電磁氣的に遮蔽する手段を設けたことを特徴とする超電導磁石装置。

【請求項 10】 超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態を維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記容器は容器内に設置される素子を外部回路に接続するための端子部を備え、前記端子部に、前記容器の外壁とこの外壁に設けられた接地点とを含む閉ループ回路を形成する手段を設けたことを特徴とする超電導磁石装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は超電導コイルを用いた超電導磁石装置に係わり、特に、磁気共鳴イメージング(以下MRIと称する)装置に好適であり、運転の安定性を向上した超電導磁石装置とそれを用いたMRI装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、MRI装置は静磁場発生用の磁石装置として細長い筒状のソレノイドコイルを用いたものが主流であったが、近年、患者が寝かせられる検査空間を開放した開放型MRI装置が開発されている。開放型MRI装置は、検査空間の上下に静磁場発生用の磁石を配置した構造を有し、インターベンショナル手技、即ちMRI検査を行ないながら手術、内視鏡検査等を行なうことを可能にしている。開放型MRI装置の初期のものは、磁石として永久磁石を採用した低・中磁場用であったが、近年、開放型MRI装置においても、高画質化、高機能化のために超電導磁石の導入が計られつつある。

【0003】

MRI装置の高画質化、高機能化を実現するためには、単に静磁場発生用磁石として高い磁場強度を発生する磁石を用いるのみならず、高速の撮影手法と、高性能でかつ高速動作する傾斜磁場発生手段と、短時間で被検者の検査部位の核スピンを励起する高周波磁場発生手段と、高感度でNMR信号を検出する高周波コイル（RFコイル）も必要な構成要素である。従って、超電導磁石を用いた開放型MRI装置においても、このような高性能の傾斜磁場コイルや高周波コイル等が搭載されるようになってきている。

【0004】

ところで、一般に、超電導磁石を用いた磁石装置においては、磁場を発生する超電導コイルは液体ヘリウムを充填したクライオスタット中に設置されており、液体ヘリウムによって臨界温度以下に保たれた超電導コイルが励磁され、所定の永久電流値を達成した後に、永久電流スイッチ（PCS）をオンすることによって超電導コイルへ永久電流が流れるようにしている。このような超電導コイルを用いたMRI装置では、超電導コイルが置かれる環境の温度変化などによって永久電流の状態が一度、破壊されると、撮像が全く不能になるばかりでなく、その復旧に多大の時間と手間を要することになる。一方、患者様態変化などの突発的事情により撮像中であっても静磁場強度を急速にブレイクしなければならない状況もあり得る。このため、超電導コイルを用いたMRI装置では、クライオスタットの液体ヘリウム量を監視するモニター回路や、緊急時に超電導コイルの温度を臨界

温度以上に上昇させて減磁して磁石装置の運転を止める緊急減磁ユニットなどを備えた装置が開発されている（例えば、特許文献1など）。また超電導コイルを永久電流モード運転に切り替える際に励磁電源が発するノイズを低減する技術が特許文献2に記載されている。

【特許文献1】特願2001-75814号

【特許文献2】特開2001-110626号公報

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

上述した超電導磁石を用いたMRI装置において、超電導磁石として開放型のもので採用するとともに上述した高機能化、高画質化を実現しようとする、次のような問題が生じることがわかった。即ち、短時間で強い高周波磁場を発生するユニットや、また高速でスイッチングしかつ高い傾斜磁場強度を発生するユニットでは、必然的にそれらを駆動する電源の容量も増加することとなり、MRI装置自身や周辺の電気回路に電磁氣的干渉によるノイズを誘起する。また開放型MRI装置では、高周波磁場を発生するRFコイルと傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイルの形状も平板状であるため、従来の円筒状のものに比べ漏洩電磁界が多くなり、上述した電源容量の増加と同様に、MRI装置自身や周辺の電気回路に電磁氣的干渉によるノイズを誘起する原因となる。

【0006】

そこで本発明は、MRIのスキャンに伴う傾斜磁場や高周波磁場による磁束の変化に起因する超電導コイル回路への影響を排除し、超電導磁石を確実に安定運転することが可能な超電導磁石並びにそれを用いたMRI装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明者らは、MRI装置において超電導コイル回路に影響を与える可能性を周辺電気回路について詳細に検討した。その結果、超電導コイルを収納する容器内に設置され容器内の環境を測定するためのセンサー素子や緊急減磁用のヒータ等とそれらが接続された外部制御回路或いは外部モニ

ター回路と、超電導コイル回路との間に、従来の装置では予想できなかった電磁氣的結合による閉ループ回路が形成されること、特に計測空間を挟んで一對の超電導磁石を配置し、それらを連結管を介して接続した装置において電磁氣的結合が大きいこと、そしてMRIのスキャンに伴い傾斜磁場や高周波磁場による磁束の変化が前記閉ループ回路を通過すると、前記制御回路やモニター回路が誤動作した状態が生じ、それによって永久電流状態が破壊されることがあり得るということを見出し、本発明に至ったものである。

【0008】

即ち、本発明の超電導磁石装置は、超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態を維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記超電導コイル回路を外部に対し電磁氣的に遮蔽する手段を設けたことを特徴とするものである。

【0009】

また本発明の超電導磁石装置は、超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルを超電導状態を維持する温度で収納する容器とを備えた超電導磁石装置であって、前記容器は容器内に設置される素子を外部回路に接続するための端子部を備え、前記端子部に、前記容器の外壁とこの外壁に設けられた接地点とを含む閉ループ回路を形成する手段を設けたことを特徴とするものである。

【0010】

本発明のMRI装置は、静磁場発生装置としてこのような超電導磁石装置を備えたものであり、例えば、超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルの減磁を制御する又は液体ヘリウム量を測定する素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記素子と電氣的に接続された制御回路又はモニター回路とを備え、制御回路又はモニター回路が前記超電導コイル回路に対し閉ループ回路を形成するのを遮断する手段を備えたことを特徴とするものである。

【0011】

本発明のMRI装置において、遮断手段としては、例えば濾波回路ユニット或いはスイッチ回路を採用することができ、このような遮断手段は素子と制御回路又はモニター回路との間に接続される。濾波回路ユニットは、例えば、外郭ケースとこの外郭ケースに収納されたフィルター素子とを含むものとしてすることができ、この場合、外郭ケースに接続された導体が制御回路又はモニター回路と閉ループ回路を形成する。

【0012】

本発明の超電導磁石装置及びMRI装置によれば、制御回路やモニター回路と超電導コイル回路との結合によって生じる閉ループ回路を実質的遮断することができるので、例えばMRI装置の傾斜磁場や高周波磁場の動作による電磁氣的干渉が生じて、これによる誘起電流は超電導コイル回路に流れることがなく、超電導コイル回路の安定した運転を確保することができる。

【0013】

また本発明のMRI装置は、超電導コイルとこの超電導コイルに永久電流を流す永久電流スイッチとを有する超電導コイル回路と、前記超電導コイルの減磁を制御する又は液体ヘリウム量を測定する素子とをヘリウム容器内に収納して成る超電導磁石と、前記素子と電氣的に接続された制御回路又はモニター回路と、前記超電導磁石が発生する静磁場に磁場勾配を与える傾斜磁場を発生する傾斜磁場発生手段と、被検体に印加する高周波磁場を発生する高周波磁場発生手段とを備え、前記制御回路又はモニター回路が前記超電導コイル回路に対し閉ループ回路を形成するのを遮断する手段を備えたものである。

【0014】

このMRI装置において、好適には、前記遮断手段は、少なくとも、前記傾斜磁場発生手段の駆動周波数及び高周波磁場の周波数帯域の信号をカットする濾波回路である。

【0015】

本発明は、超電導磁石の超電導コイルが、被検体が置かれる測定空間を挟んで一対が配置されているMRI装置に好適に適用することができる。また傾斜磁場発生手段及び高周波磁場発生手段が、被検体が置かれる測定空間を挟んで各々平板

状コイルを配置したものであるMRI装置に好適に適用することができる。これらMRI装置において、特に良好な効果を得ることができる。

【0016】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。

【0017】

図1は本発明を適用したMRI装置の全体構成図である。このMRI装置は被検体101が置かれる検査空間を挟むように配置された一対の静磁場発生磁石102と、これら静磁場発生磁石102の検査空間側にそれぞれ配置された傾斜磁場コイル103と、さらにその内側に配置された高周波コイル105と、被検体101から発生するNMR信号を検出する検出コイル107と、被検体101を静磁場発生磁石102の中心空間に配設する搬送テーブル114とを備えている。これらの傾斜磁場コイル103と高周波コイル105は開放型磁石の利点を阻害しないように各々上下一対の板状構造をしている。なお、図では高周波コイル105と検出コイル107とは別個のコイルを示しているが、一つの高周波コイルが高周波磁場照射用と検出用とを兼ねていても良い。

【0018】

静磁場発生磁石102、傾斜磁場コイル103、高周波コイル105、検出コイル107及び搬送テーブル114は電磁波遮蔽されたシールド検査室115に設置されている。電磁波遮蔽は検出コイル107に外来の電磁波が飛来するのを防ぐもので、検査に用いる原子核の共鳴周波数帯域（通常、用いられる水素原子核で42メガヘルツ）で例えば、約70デシベルの減衰率を有している。

シールド検査室115の外側には、傾斜磁場コイル103を駆動する傾斜磁場電源104、高周波コイル105を駆動する高周波電力アンプ106、検出コイル107が検出した信号を受信する受信器108、各コイルの動作タイミングを制御するシーケンサ109及び装置の制御を行うとともにNMR信号を処置し画像化するコンピュータ110が配備されている。

【0019】

これらシールド検査室115外に設置された電源や制御機器と、シールド検査室

内の各種コイルや静磁場発生磁石102及び搬送テーブル114とは、シールド検査室115に接地されたフィルター回路116を介して接続されるか、或いは外部がシールド層で覆われている同軸ケーブルで接続される(図では同軸ケーブルの区別は記載してない)。これにより、シールド検査室115内に外来ノイズを引き込まないようにしている。

【0020】

静磁場発生磁石102は、図示する実施例では、上下に分割された一对のクライオスタット117、各クライオスタット117の内部に組み込まれた超電導コイルと、超電導コイルの発生する磁束に対して磁気回路を構成する鉄ヨーク(図示せず)とから構成されている。超電導コイルは、被検体101の配設される空間に均一な強度の静磁場を発生させる。その磁場強度は例えば1.0テスラで、磁束の方向は床から天井に向っており、その磁場均一度は被検体101が配設される直径40センチメートルの球空間で約5ppm以下になるように調整されている。この磁場均一度調整はパッシブシミング方式或いはアクティブシミング方式のシミングにより調整される、パッシブシミングでは、例えば一对のクライオスタット117の表面に複数の磁性体小片(図では記載されていない)を貼り付ける。

【0021】

さらに静磁場発生磁石102は、図1には示していないが、励磁用の電源や永久電流を保つための永久電流スイッチ(PCS)などの内部回路を備えるとともに、その運転を制御する、即ち、緊急事態に静磁場発生磁石102の発生磁場を速やかに減衰させる緊急減磁ユニット120及び一对のクライオスタット117の内部情報をモニターする計測ユニット121が接続されている。計測ユニット121は、フィルター回路116を介してコンピュータ110に接続され、計測した内部情報を電気信号としてコンピュータ110に送出する。図示する例では、緊急減磁ユニット120はシールド検査室115の壁面に、計測ユニット121は搬送テーブル114の後方に取り付けられている。これらの緊急減磁ユニット120や計測ユニット121の信号ケーブルはフィルター回路122を介してクライオスタット117内部に設置されたヒータや計測用の素子等に接続されている。

【0022】

傾斜磁場コイル103は、互いに直交するx、y、zの3軸方向に磁束密度を変化させるように巻かれた3組のコイルからなり、それぞれ傾斜磁場電源104に接続され、傾斜磁場発生手段を構成する。シーケンサ109からの制御信号に従って傾斜磁場電源104を駆動して傾斜磁場コイル103に流れる電流値を変化させることにより3軸からなる傾斜磁場Gx、Gy、Gzを被検体101の配設空間の静磁場に重畳するようになっている。この傾斜磁場は、被検体101の検査部位から得られるNMR信号の空間的な分布を識別するために用いられる。

【0023】

高周波コイル105は、高周波コイル105に高周波電流を流すための高周波電力アンプ106に接続され、被検体101の検査部位の水素原子核を共鳴励起するための、例えば42メガヘルツの高周波磁場を発生する。高周波電力アンプ106もシーケンサ109の制御信号で制御されている。

検出コイル107は受信器108に接続されており、NMR信号を検出する手段を構成する。受信器108は検出コイル107で検出したNMR信号を増幅・検波するとともに、コンピュータ110による処理が可能なデジタル信号に変換する。受信器108もシーケンサ109でその動作タイミングが制御されている。

【0024】

コンピュータ110はデジタル量に変換されたNMR信号を用いて画像再構成、スペクトル計算等の演算を行うとともに、シーケンサ109を介してMRI装置の各ユニットの動作を定められたタイミングで制御する。コンピュータ110と処理後のデータを表示するディスプレイ装置111と操作入力する操作卓112とで演算処理系が構成される。

【0025】

磁場発生装置である静磁場発生磁石102の詳細を更に説明する。静磁場発生磁石102の内部は、図2に示すように、一対のクライオスタット117が連結管201で接続されて被検者の配設される空間118を挟んで上下に配置されている。一対のクライオスタット117内部は高真空に保たれ、内部に液体ヘリウムで満たされた上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203が組込まれている。上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内には一対の超電導コイル204が収められており、この超電導コイル20

4が液体ヘリウムによって4.2度ケルビンの低温に維持された状態で、超電導コイル204へ例えば400アンペアの永久電流が流され、空間118に1.0テスラの磁場強度を発生している。図2では一对の超電導コイル204を示しているが、磁場強度や磁場均一度あるいは漏洩磁場強度を所定の値に設定するため、大きさや巻き数の異なる複数の超電導コイルを収める場合もある。

【0 0 2 6】

クライオスタット117と、上ヘリウム槽202及び下ヘリウム槽203との間には、ヘリウム槽を取り囲んで熱シールド205が設けられている。熱シールド205は、図では1層のみを示しているが2層以上でもよく、例えば1ミリメートル厚のアルミニウム板から成る。熱シールド205はヘリウム冷凍機206と接触ポイント207で熱的に接続されており、例えば20度ケルビンの低温に維持されている。このように低温の熱シールド205で上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203を覆うことによって、室温(300度ケルビン)からの直接の輻射熱を防ぐことになり、液体ヘリウムの蒸発を極少にすることができる。上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203、熱シールド205、一对のクライオスタット117は連結管201の部分で接続され上下ヘリウム槽内の温度が同じになるようになっている。

【0 0 2 7】

上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内には超電導コイル204の他に永久電流スイッチ(PCS)208や緊急消磁用ヒータ素子209や液体ヘリウムのレベルを測定するセンサー素子210や超電導コイルの保護素子(図では示してない)などが組み込まれている。これらヒータ素子209及びセンサー素子210は、コネクタ211を介して、超電導磁石102の外部に設置された制御回路(緊急減磁ユニット120、計測ユニット121)との接続が行われる。上ヘリウム槽202と下ヘリウム槽203内の各素子の接続と一对の超電導コイル204を接続するリード線212は束ねられて連結管201内にまとめて組み込まれる。

【0 0 2 8】

このような静磁場発生磁石102の超電導コイル回路と外部制御回路の等価回路を図3に示す。

超電導コイル回路は、直列に接続された一对の超電導コイル204と、その両端

に並列に接続された永久電流スイッチPCS208と、超電導コイルを励磁するための励磁電源303aと、PCS208に内蔵されたヒータ306用のヒータ電源303bとから成り、超電導コイル204及びPCS208は、図中点線で示すクライオスタット117内にあり、外部の励磁電源303a及びヒータ電源303bとそれぞれ端子301、302、304及び305で接続されている。クライオスタット117はシステム・グランドであるフィルタ・ボックスの接地点123に接続されグランド電位に維持されている。

【 0 0 2 9 】

また図示していないが、超電導コイル204の保護やチェックを行なうための保護ダイオード素子や閉ループ内の各ポイントの電圧や抵抗を測定するリード線が接続されている。これらリード線及び超電導コイル204やPCS208を端子と接続する超電導線は、束ねられて連結管201内に通されている。

【 0 0 3 0 】

超電導コイル204を励磁するときは、PCS208の端子304、305にヒータ電源303bを接続し、内蔵ヒータ306の発熱により超電導コイル204を常電導状態に保ちながら、励磁電源303aからの出力を漸次増加させる。超電導コイル204に流れる電流が所望の電流値となった時点でヒータ306の電源303bを切り、PCS208と超電導コイル204の閉ループ(矢印300)を形成し、超電導状態による永久電流が閉ループ300を流れるようにする。

【 0 0 3 1 】

このような駆動回路とは別に、静磁場発生磁石102の運転を維持管理するための制御回路及びモニター回路（以下、制御・モニター回路と省略する場合もある）として、クライオスタット117内には、緊急時に磁場を減衰させるためのヒータ素子209や上下のヘリウム槽202、203の液体ヘリウム量を計測するセンサー素子210が設けられている。ヒータ素子209は、緊急減磁ユニット120から電圧を印加されると発熱する抵抗素子からなり、端子211を介して緊急減磁ユニット120に接続されている。センサー素子210は、例えば、温度によってその抵抗値が変化する超電導材料からなり、上下のヘリウム槽にそれぞれ設置され、上下のセンサー素子は電氣的に接続され、各端部と両センサー素子の midpoint とが端子211を介して液体ヘリウム計測ユニット121に接続されている。ヒータ素子209及びセンサー

素子210と端子211とを接続するリード線も束ねられて連結管201内を通されている。

【0032】

このように超電導コイル回路を構成するリード線と、制御・モニター回路（緊急減磁ユニット120、液体ヘリウム計測ユニット121）を構成するリード線は、上下のクライオスタット117を連結する細い連結管201内を通されているため、互いに強く結合する。この結合は、図3において浮遊容量307、308として示されている。この浮遊容量の値は、磁石の形状やリード線の束ね方や配設方法に大きく影響を受けるが、本実施例の装置の場合、典型的には超電導コイル回路と制御・モニター回路との間の浮遊容量307が0.7ナノヘンリー、超電導コイル回路とクライオスタット117との間の浮遊容量308が6ナノヘンリー程度であることがわかった。このような結合の結果、図5に示すように、制御・モニター回路120、121から端子211、リード線、浮遊容量307、超電導コイル回路、浮遊容量308およびクライオスタットの接地点123を通して閉ループ回路501が形成される。

【0033】

本実施形態のMRI装置は、このような浮遊容量307、308を通して、超電導コイル回路に電流が流れることを防止するために、端子211と外部の制御・モニター回路との間に回路遮断手段310が設けられている。回路遮断手段310として、具体的には、フィルター回路、スイッチ回路或いはこれらを組み合わせたものが採用される。

【0034】

フィルター回路の一実施例を図4に示す。フィルター回路は、電流貫通型フィルター素子407からなる。電流貫通型フィルター素子407は、図示するように、インダクタンス素子410を金属筒408からなる外装（外郭ケース）に組み込み、その入力端子と出力端子で貫通型コンデンサー409を構成した π 型フィルター素子であり、このような電流貫通型フィルター素子を用いることで、外部からのノイズ電圧の誘導を避けると共に、入力端子の信号電圧は誘導ノイズのような高周波成分が除去され、低周波数である（一般に直流電流である）センサー素子の電気信号のみがその出力端子に伝達される。

【0035】

電流貫通型フィルター407は、コネクタ401を介して、クライオスタット側の各端子(図3、211)に接続されるとともに、コネクタ402、403を介して、計測ユニット121、緊急減磁ユニット120に接続される。例えば、コネクタ401の端子404A、404Bは、センサー素子であるヘリウム液面センサーの両端に電圧を印加するための端子、端子404C、404D、404Eは液面センサーの両端及び中点に接続され、端部と中点との間の抵抗の変化を測定するための端子である。また端子404F、404Gは、上ヘリウム槽及び下ヘリウム槽のヒータ209に接続される。

【0036】

次にこのようなフィルター回路を設けた場合の動作について図5及び図6を参照して説明する。図5はフィルター回路を設けない従来の回路構成図、図6は回路遮断手段としてフィルター回路400を設けた回路構成図である。

【0037】

まず回路遮断手段を設けない場合には、図5に示すように、端子211に液体ヘリウム計測回路121や緊急減磁ユニット120を接続した状態ではクライオスタット117のグランドポイント123と液体ヘリウム計測回路121や緊急減磁ユニット120のグランドポイントを通る大きなループ回路501が形成される。この状態で、MRI装置のスキャン(撮像)が開始されると、このループ回路501に、撮像に伴いパルス駆動される傾斜磁場や高周波磁場の磁束が通過することになり、数ボルトから十数ボルトの誘導電圧が発生する。

【0038】

こうして端子211にパルス状の誘導電圧が印加されると、図中矢印で示すように、センサー素子回路から浮遊容量307を経由して永久電流が流れる閉ループ回路300に誘起電流が流れることになる。超電導コイル204のインダクタンスは極めて高く、例えば、本実施例の場合36ヘンリーを示している。このためパルス状の誘起電流の大部分は抵抗値がゼロであるPCS208側の回路からクライオスタット117のグランドに流れる。この電流はパルス状の誘導ノイズであるため、PCS208の超電導線の表皮など局所的に流れ、超電導線が有している固有の臨界電流を超える場合がある。臨界電流を一瞬でも越えるとPCS208は常電導状態に転移し、閉ル

ープ回路300の電流400アンペアはPCS208の常電導抵抗で熱エネルギーとして消費され、磁石にクエンチ現象が発生し、磁場が消滅する。

【0039】

これに対し、図6に示すように、端子211と外部制御回路との間にフィルター回路400を組み込んだ場合には、クライオスタット117の外装ケースと、グランドポイント123と、フィルター回路400の外郭ケースと、液体ヘリウム計測回路121や緊急減磁ユニット120の接続ケーブルとで閉ループ(図中矢印601)が構成される。この状態で傾斜磁場や高周波磁場がパルス駆動され、その磁束がループ回路601を通過すると、数ボルトから十数ボルトの誘導電圧が発生する。ここでクライオスタット117の内部は図5の場合と変わりなく同じ回路定数になるが、端子211のインピーダンスはフィルター回路400の存在によって非常に高い値となる。このインピーダンス値は通過する電流の周波数に依存するが、撮影シーケンスに従ってパルス駆動される傾斜磁場や高周波磁場の磁束変化は数百キロヘルツ以上であることから、そのインピーダンス値は数メガオームの値である。一方、フィルター回路400の入力端子409とグランド間のインピーダンス値は数オーム以下となる。この結果、パルス状の誘起電流はフィルター回路400の外郭ケースを経てクライオスタット117のケースに直接流れ、クライオスタット117の内部には流れることがない。即ち、フィルター回路400により、クライオスタット117の内部回路と液体ヘリウム計測回路121や緊急減磁ユニット120の接続ケーブルとで実質的なループ回路(図5の501)が形成されるのを遮断することができる。

【0040】

このようにクライオスタット117の内部回路と外部とを接続する端子211部分に遮断回路としてフィルター回路400を設けることにより、内部回路にMRIスキャンに伴う誘起電流が流入するのを抑制し、安定した超電導磁石装置の運転を確保することができる。

【0041】

フィルター回路400の、更に具体的な構造を図7に示す。図7において、図4に示す要素に対応するものは同一の符号で示している。

【0042】

この構造において、電流貫通型フィルター素子407は銅プレート701に強固に固定され、一方の側はリード線を介してコネクタ401に接続され、他方の側は計測ユニット121のコネクタ402、緊急減磁ユニット120のコネクタ403に接続されている。尚、図では2個のフィルター素子407しか示していないが、実際には図4に示すようにコネクタ401の端子と同数のフィルター素子が設けられる。コネクタ401は金属シェルで構成され外部からのノイズがその芯線に誘起することがない構造となっている。またコネクタ401の金属シェルと電流貫通型フィルター素子407を固定する銅プレート701はシールド銅網702にて電氣的に接続されている。さらにコネクタ401の金属シェルの外周及びクライオスタット117の端子部211はシールド銅線703で巻かれており、このシールド銅線703は補強バンド704で強固に固定されている。これによってコネクタ401の金属シェルは、クライオスタット117の外装ケースのグランドポイント123のグランド電位に確実に接続されるように構成されている。

【0043】

以上、回路遮断手段としてフィルター回路を採用した実施形態を説明した。本実施形態によれば、傾斜磁場や高周波磁場に起因して誘起される電流の周波数成分と直流電流レベルを扱う超電導磁石の制御・モニター回路の周波数差を利用して、誘起電流のみをクライオスタットの金属表面に流し、その影響を完全に除去することができる。

【0044】

次に本発明のMRI装置の別の実施形態として、回路遮断手段としてスイッチ回路を備えた装置を説明する。図8は、装置の全体概要を示す図であり、図1と同じ構成要素については同じ符号で示してある。また図8では、シールド検査室115外に設置された電源や制御機器は省略しているが、これらは図1と同様である。

【0045】

この装置では、図1の装置と異なり、緊急減磁ユニット801や計測ユニット802の信号ケーブルはフィルター回路などを介することなく静磁場発生磁石102の内部回路に接続されている。さらに緊急減磁ユニット801と計測ユニット802には、

傾斜磁場や高周波磁場のパルス駆動に合わせて信号ケーブルに誘導ノイズが誘起することがないようにスイッチ回路が組込まれている。

【0046】

緊急減磁ユニット801は、図9に示すように、商用電源901に接続され、商用電源の電圧（100～120V）を所望の電圧に変圧するトランス902と、整流用のダイオード903と、トランス902の二次側に接続され、停電時の電源として機能する蓄電池904と、電流駆動回路905と、電流駆動回路905とコネクタ907との間に設けられたスイッチ回路906とを備えている。商用電源に接続される電源ケーブルは三相ケーブルで、一本の線はグラウンドケーブルで電気安全の基準に従い、緊急減磁ユニット801のケースを含むユニットグラウンドに接続されている。

【0047】

コネクタ907は、クライオスタット117の端子211に接続され、クライオスタット117内の緊急減磁用ヒータ209に接続されている。スイッチ回路906は、図示しない外部ボタンを押下することにより動作し、グラウンド電位に接続された線と電圧が印加される線の両方を遮断する。このように両方の線を遮断することにより、グラウンド電位を通じて形成される閉ループ回路（図5、501）を完全に遮断することができる。この場合、スイッチ回路906及びコネクタ907は絶縁ケースで覆うことにより安全性を確保する。

【0048】

このような構成において、操作者は緊急減磁が必要な時に緊急減磁ユニット801の外部ボタンを押してスイッチ回路906を動作させる。この状態で、商用電源からの電圧はトランス902で変圧された後、ダイオード903の整流回路で整流され、蓄電池904を充電するとともに電流駆動回路905に入力される。電流駆動回路905の出力はスイッチ回路906を介して、ヒータ素子に接続されたコネクタ907に伝えられる。これによりヒータ素子が発熱し、超電導状態が破壊され、超電導コイルは常電導状態となり急速に減磁する。

【0049】

一方、通常の状態、即ちスイッチ回路906が遮断状態のときには、ヒータ素子を含む閉回路は形成されていないので、緊急減磁ユニットとクライオスタットの

内部回路との間で、図5に示すような閉ループ回路501は形成されない。

【0050】

計測ユニット802は、図10に示すように、MRI装置の計算機110(図1)とデータ信号及びコントロール信号のやりとりを行なうインターフェイス回路1001と、液面センサーに所定の電圧を印加するとともに液面センサーの抵抗値を測定し、測定した計測したから液体ヘリウム量を計算するヘリウム計測回路1002と、ヘリウム計測回路1002と液面センサーに接続されたコネクタ1005との間に設けられるスイッチ回路1003と、インターフェイス回路1001からのコントロール信号に基きヘリウム計測回路1002及びスイッチ回路1003の動作を制御するコントロール回路1004とを備えている。ここでもスイッチ回路1003は、プラスとマイナスの両方を断続するスイッチを用いる。また緊急減磁ユニット801の場合と同様に、スイッチ回路1003及びコネクタ1005は絶縁ケースで覆われている。

【0051】

このような構成において、MRI装置の計算機110に備えられた入力装置(例えば操作卓112)からヘリウム量計測の指令が入力されると、その信号がインターフェイス回路1001を介してコントロール回路1004に入力され、これによってスイッチ回路1003が閉成するとともにヘリウム計測回路1002が動作開始する。ヘリウム計測回路1002は、例えば、液面センサー210に400ミリアンペアの電流を約10秒間流すとともに、電流印加時の液面センサー素子の抵抗値を測定する。既に述べたように、液面センサー素子は温度により抵抗値が変化する材料からなり、400ミリアンペアの電流を流すことによりセンサー素子自体の温度が上昇する。但し、液体ヘリウムに浸っている部分は温度の上昇が起こらないため、ヘリウム液面から上にある部分の長さに比例した抵抗値を示す。従って抵抗値の変化を計測することにより液量の減少を求めることができる。ヘリウム計測回路1002が計測した液量はデータ信号としてインターフェイス回路1001を介してMRI装置の計算機110に入力し、ディスプレイ111に表示する。

【0052】

このようなヘリウム量の計測は、例えば、装置の定期点検時や起動時などに1度行なえばよいので、それ以外の場合には、スイッチ回路1003により計測ユニッ

ト802のモニター回路802は遮断されている。従って、緊急減磁ユニット801と同様に、計測ユニット8とクライオスタットの内部回路との間で、図5に示すような閉ループ回路501は形成されない。

【0053】

このように回路遮断手段としてスイッチ回路を挿入した本実施形態のMRI装置では、緊急減磁ユニット及び計測ユニットがその機能を果たす時と、被検者を検査する時が決して一致しないことを利用してスイッチ回路を動作させ、傾斜磁場や高周波磁場が駆動中は実質的な閉ループが構成されないようにする。従って、緊急時及び定期点検時などの決められた時以外は、制御回路及びモニター回路自体が完全に超電導磁石102から切り離された状態となるので、MRI装置のスキャンによって傾斜磁場や高周波磁場が駆動されても、それによって誘起される誘起電流は、図6に示すフィルター回路を備えた装置の場合と同様に、クライオスタット117の外装ケースを通してグラウンドに流れ、内部回路に影響を与えることがない。一方、緊急減磁ユニット801の動作を必要とする時はスイッチ回路が接続状態となり、クライオスタット117と緊急減磁ユニット801とその接続ケーブルで閉ループが構成されるが、緊急減磁ユニット801の動作はもともと超電導磁石102の磁場を減衰させる時であり、閉ループが構成され傾斜磁場や高周波磁場の駆動による誘導ノイズが誘起して磁場減衰が起きたとしても全く問題がない。また、液体ヘリウム計測ユニット802の動作する時は、MRI装置の保守・点検時であり傾斜磁場や高周波磁場の非駆動時である。たとえ閉ループが構成されても誘導ノイズが誘起することがない。

【0054】

以上、本発明の実施形態として、回路遮断手段にフィルター回路を採用した実施形態及びスイッチ回路を採用した実施形態を説明したが、フィルター回路とスイッチ回路の両方を備えても良い。また以上の実施形態では、MRI装置を中心に説明したが、本発明の超電導磁石装置はMRI装置のみならず、一般に超電導コイルと外部回路との接続用端子を備えた超電導磁石装置に適用することができる。

【0055】

【発明の効果】

本発明によれば、MRIのスキュンに伴う傾斜磁場や高周波磁場による磁束の変化に起因する超電導コイル回路への影響を排除し、MRI装置を確実に安定運転することができる。

【図面の簡単な説明】

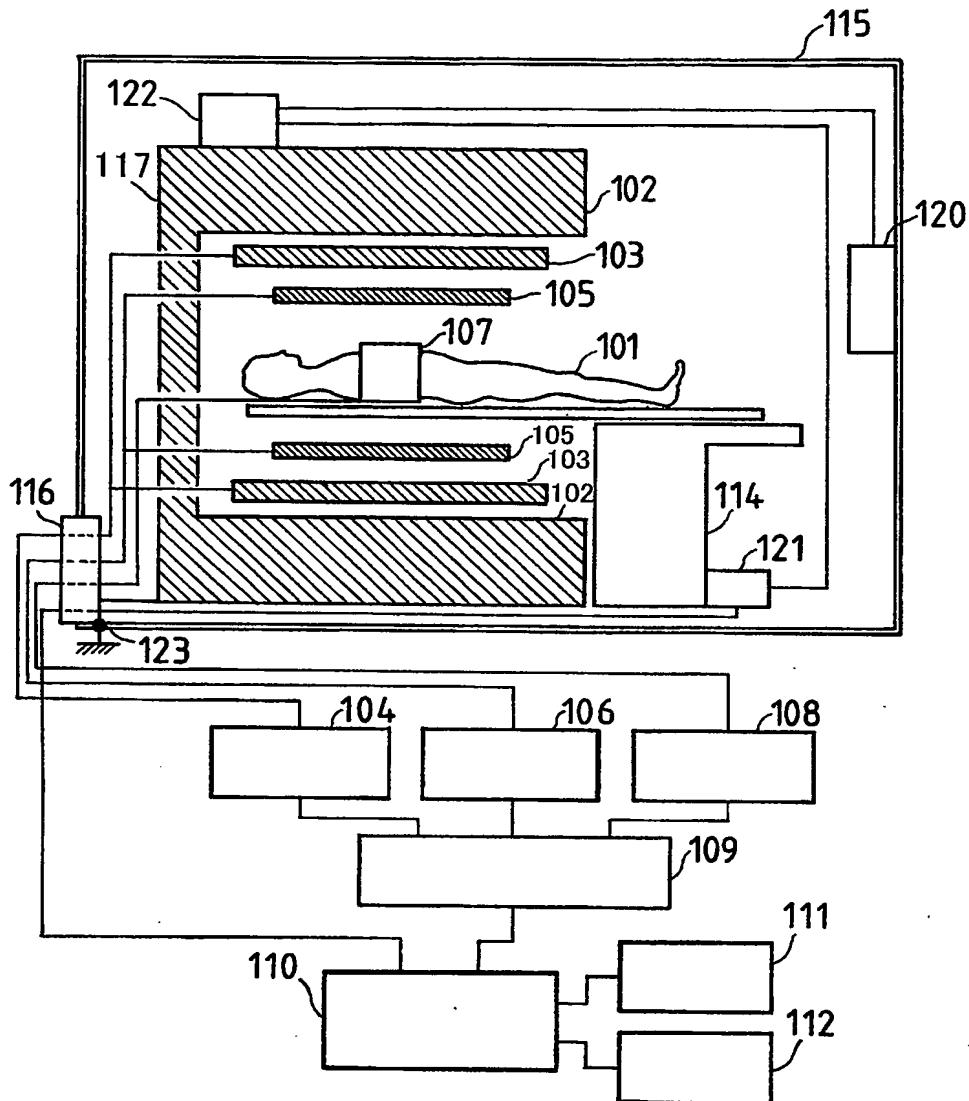
- 【図 1】 本発明のMRI装置の一実施形態を示す図
- 【図 2】 図 1 のMRI装置が採用する磁場発生装置の詳細を示す図
- 【図 3】 図 2 の磁場発生装置の等価回路を示す図
- 【図 4】 フィルター回路を示す回路図
- 【図 5】 従来のMRI装置における閉ループ回路の形成を説明する図
- 【図 6】 本発明のMRI装置における回路遮断手段の機能を説明する図
- 【図 7】 フィルター回路の構造を示す図
- 【図 8】 本発明のMRI装置の他の実施形態を示す図
- 【図 9】 スイッチ回路を含む緊急減磁ユニットを示す回路図
- 【図 10】 スイッチ回路を含むヘリウム計測ユニットを示すブロック図

【符号の説明】

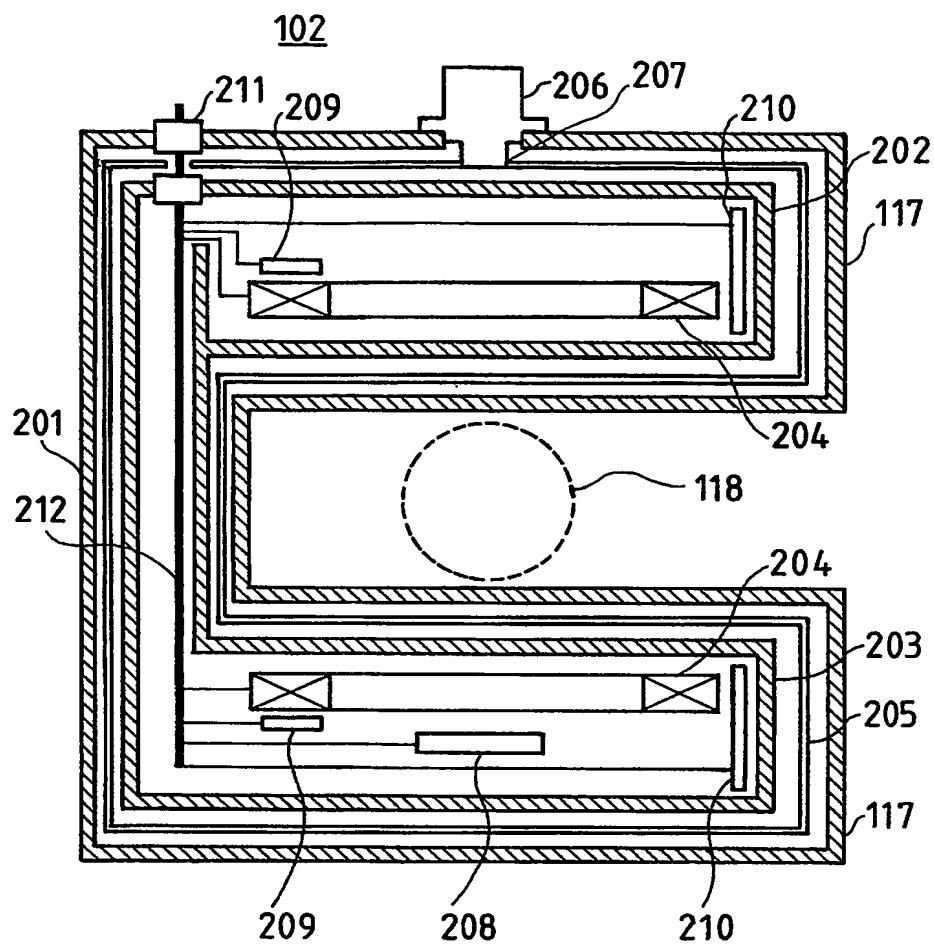
102・・・超電導磁石、103・・・傾斜磁場コイル、105・・・高周波コイル、120
・・・緊急減磁ユニット、121・・・計測ユニット、310・・・回路遮断手段、40
0・・・フィルター回路、906、1003・・・スイッチ回路

【書類名】 図面

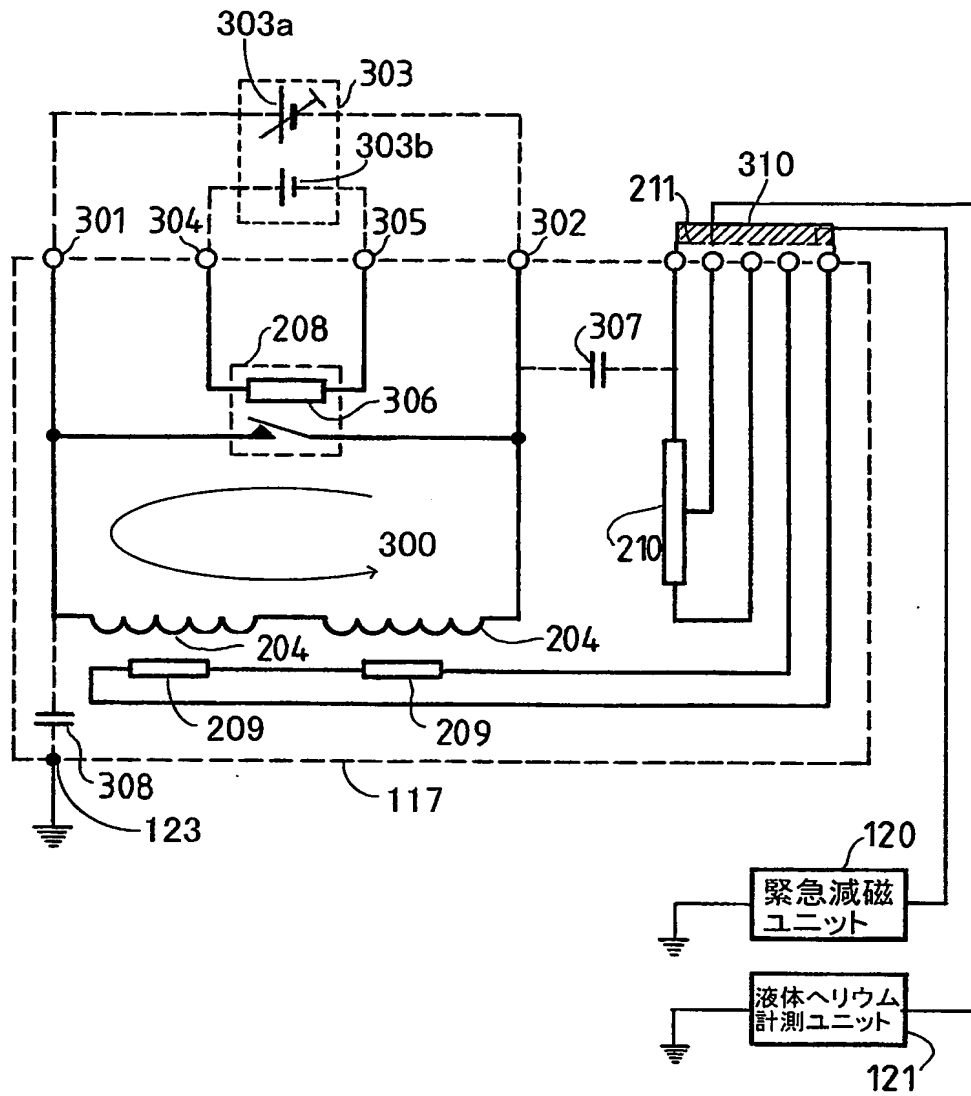
【図 1】



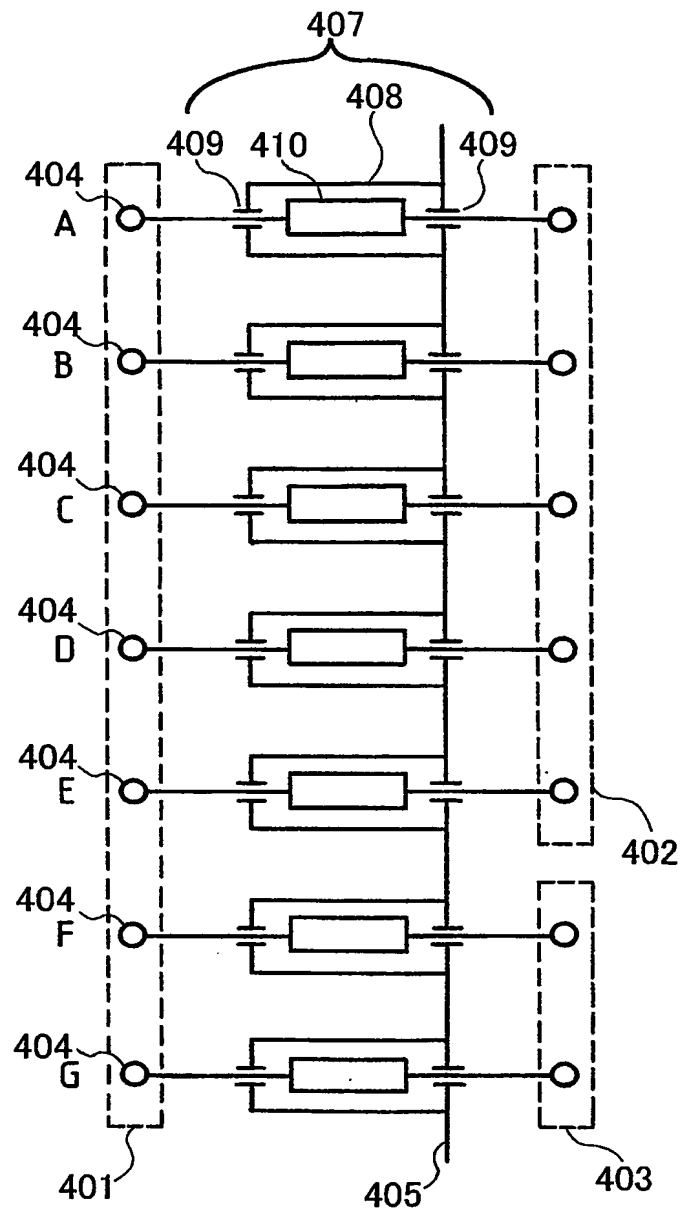
【図 2】



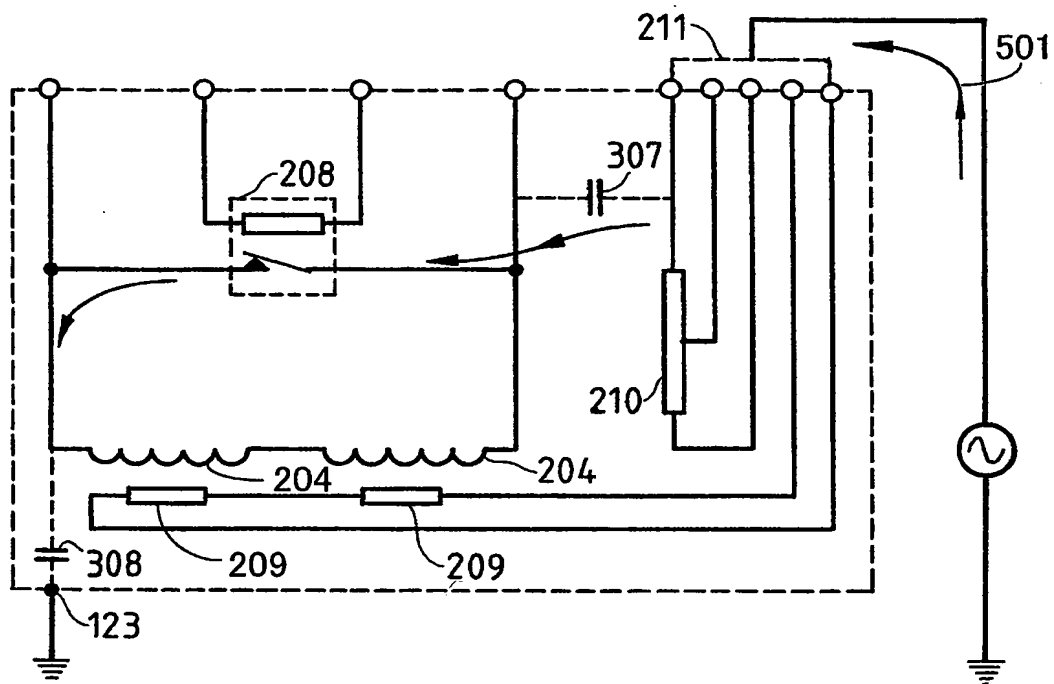
【図 3】



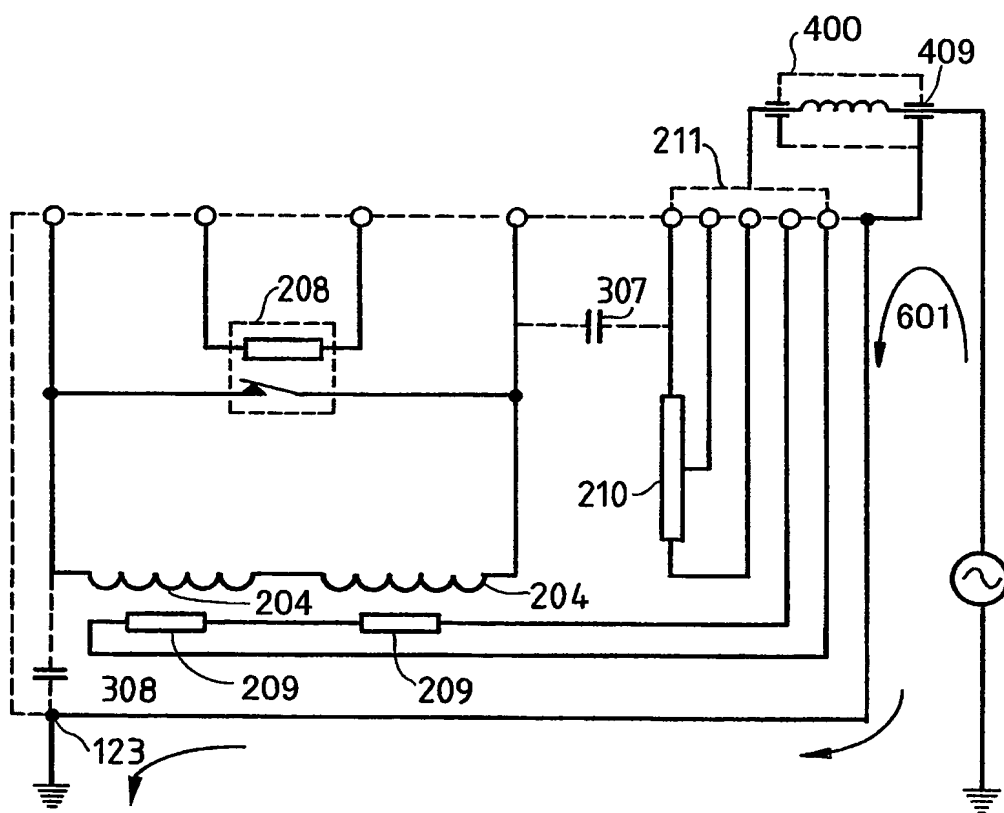
【図 4】



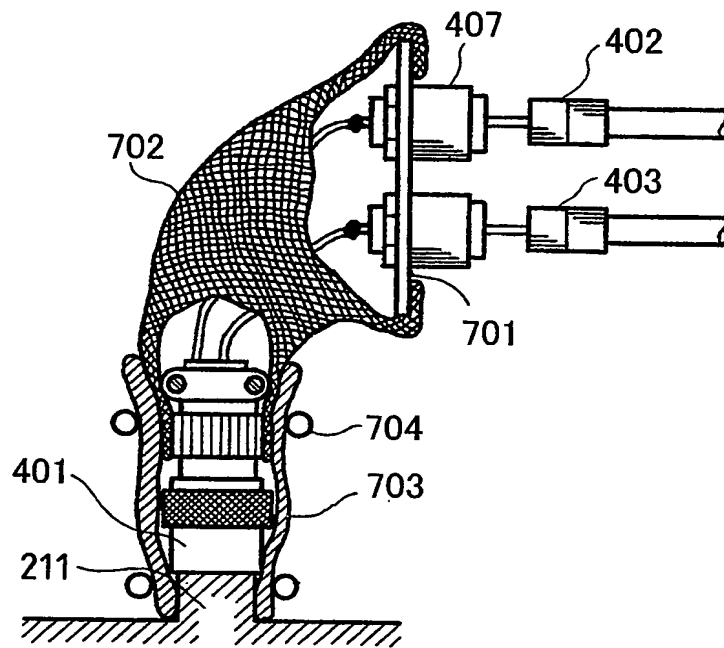
【図 5】



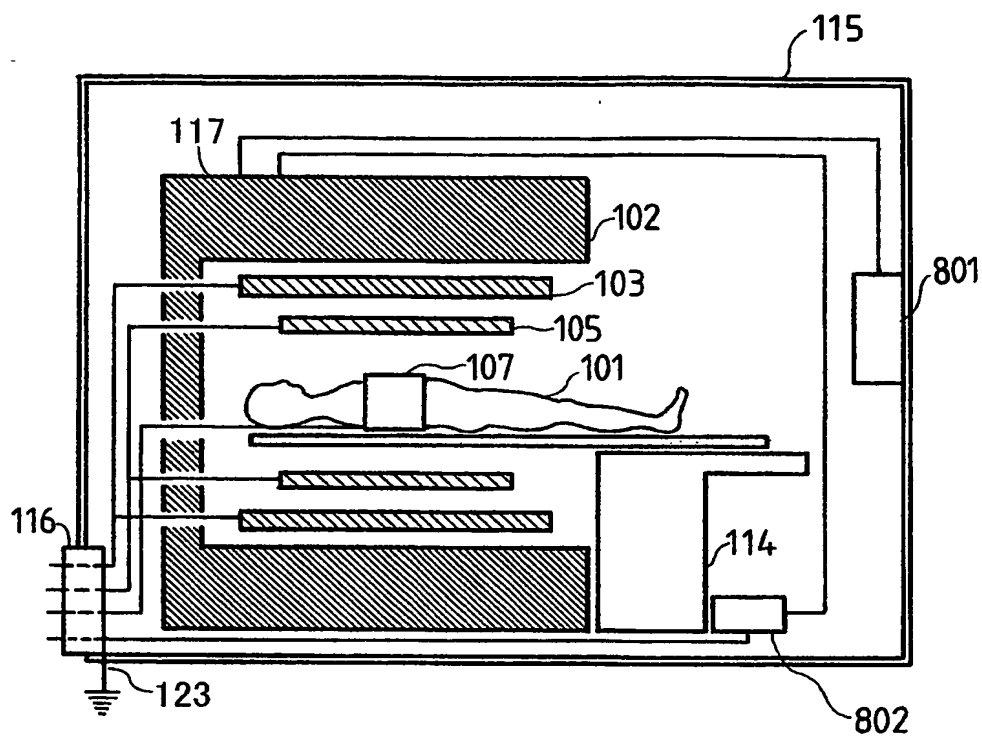
【図 6】



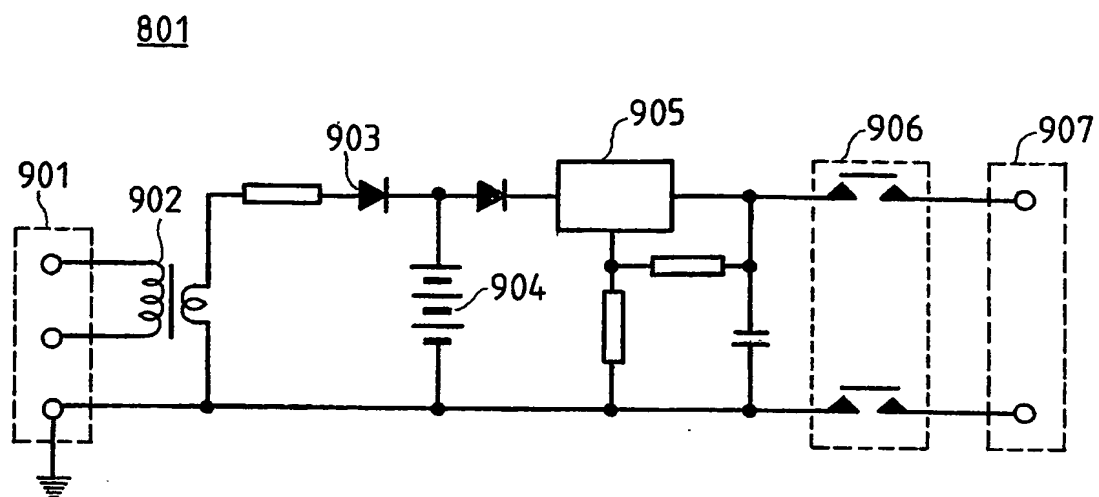
【図 7】



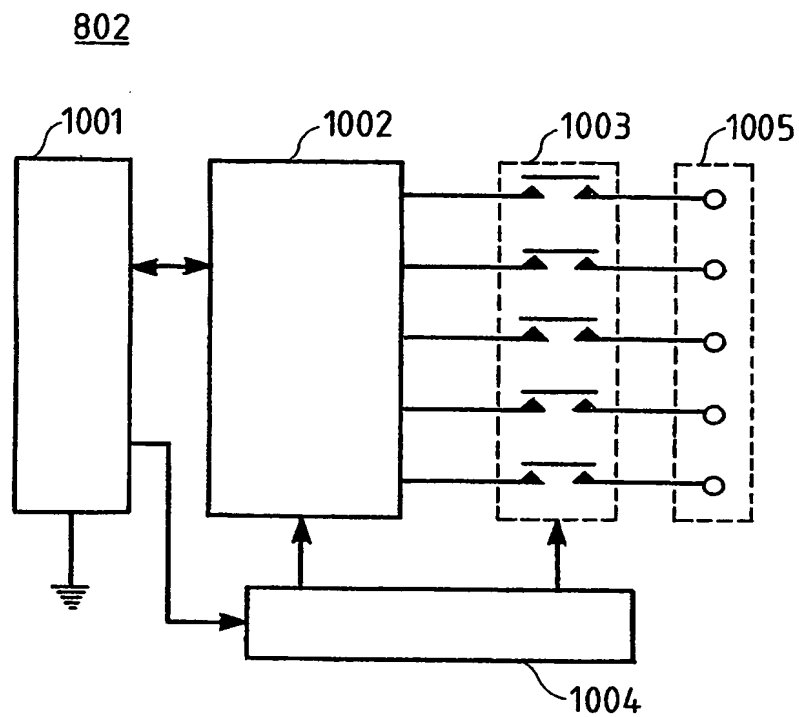
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】 要約書**【要約】**

【課題】 電磁的干渉によるノイズに影響されることなく超電導磁石の安全運転を行なう高磁場オープンMRI装置を提供する。

【解決手段】 静磁場発生磁石102は一对のクライオスタット117が連結管201で接続されて被検者の配設される空間118を挟んで上下に配置されており、それぞれ液体ヘリウムが満たされた中に超電導コイルが収納されている。クライオスタット117には磁場を減衰させる緊急減磁ユニット120や内部情報をモニターする計測ユニット121が付属しており、これらの信号ケーブルはフィルター回路122を介して静磁場発生磁石102の内部回路に接続されている。MRI装置の傾斜磁場や高周波磁場が駆動されても、それにより誘起される高周波の電流は、フィルター回路122により遮断され、クライオスタット117の外装ケースを通り接地点123に流れ、クライオスタットの内部回路に影響を与えることがない。

【選択図】 図1

特願 2 0 0 2 - 3 0 9 9 5 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 1 5 3 4 9 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 1 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区内神田 1 丁目 1 番 1 4 号

氏 名

株式会社日立メディコ

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☒ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.